

НЕДИПОЛЬНЫЕ СОСТАВЛЯЮЩИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ СЕРДЦА В ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ КОМБИНИРОВАННОЙ ГИПЕРТРОФИИ ЖЕЛУДОЧКОВ

Б. М. ЦУКЕРМАН, Е. М. ДОВГОПОЛ

Отдел клинической и экспериментальной физиологии Института хирургии
им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва, СССР

РЕЗЮМЕ

Цукерман Б. М., Довгопол Е. М. (Отд. клин. эксп. физиол. Ин-та хир. АМН СССР, Москва): **Недипольные составляющие электрического поля сердца в электрокардиографической диагностике комбинированной гипертрофии желудочков.** Cor Vasa, Ed. ross. 28 (1): 44—51, 1986.

Излагаются результаты клинического изучения нового метода электрокардиографической диагностики, основанного на использовании математической модели электрического генератора сердца в виде перемещающегося диполя. Исследованы 10 здоровых людей и 2 больных, страдающих комбинированными пороками сердца с выраженной двусторонней гипертрофией желудочков сердца (КГЖ). Использовали множественные отведения ЭКГ от поверхности тела с дальнейшей обработкой получаемых данных на ЭВМ, в результате чего получали траекторию точки приложения диполя («электрического центра» сердца) на протяжении сердечного цикла. У больных с КГЖ даже при отсутствии изменений ЭКГ в общепринятых отведениях траектории электрического центра сердца резко отличались от траекторий здоровых людей. Новый метод электрокардиографии позволяет получать о больном диагностическую информацию, недоступную при использовании как общепринятых, так и корригированных ортогональных отведений.

Ключевые слова: Моделирование поля сердца — Эквивалентный генератор — Подвижный диполь — Гипертрофия сердца

Проф. Б. М. Цукерман, доктор биол. наук, Институт хирургии им. А. В. Вишневского
АМН СССР, Б. Серпуховская, 27, 113093, Москва, СССР

Стремление значительно увеличить количество полезной информации, извлекаемой из ЭКГ, привело к возникновению биофизического направления в электрокардиографии, устанавливающего количественную взаимосвязь между сердцем как электрическим генератором и электрокардиографическими потенциалами на поверхности тела. Предложено множество различных моделей «эквивалентных генераторов сердца» (3), при помощи которых стремятся по-

лучить максимально точное и одновременно максимально простое количественное описание электрического поля сердца. Наибольшие трудности возникают при решении «обратной», диагностической, задачи — определения параметров модели по отведениям от поверхности тела, так как для большинства моделей отсутствует необходимый для решения задачи математический аппарат.

Наилучшим образом метод решения обратной задачи разработан для математической модели — мультипольного эквивалентного генератора сердца (7—9, 11). Установлено, что первый, дипольный, член этой модели, характеризующий широко известными ортогональными корригированными отведениями (ОКО), содержит важную для диагностики информацию. Показано, однако, что в ряде случаев существенная часть диагностической информации оказывается в ОКО утраченной (1, 6). Авторы этих исследований предположили, что теряемая информация содержится в недипольной части электрического поля сердца, к которой ОКО нечувствительны.

Справедливость данного предположения подтверждается количественными экспериментальными исследованиями мультипольного эквивалентного генератора, показывающими, что дипольное описание электрического поля реального сердца действительно является весьма приближенным (10, 12). Попытка повысить точность описания добавлением к дипольному более высоких составляющих мультипольного генератора (квадруполь, октаполь и т. д.) оказалась неудачной. Точность описания при этом увеличивается медленно, а сложность описания и методики использования модели возрастают настолько быстро, что применение такой модели в клинической электрокардиографии становится нецелесообразным (5).

Значительного увеличения точности простейшей мультипольной (дипольной) модели удалось добиться в результате нового подхода к ее применению. Оказалось, что, если точку приложения эквивалентного диполя не фиксировать в анатомическом центре сердца, как это делалось традиционно, а совместить с электрическим центром сердца и перемещать ее по траектории последнего во время сердечного цикла, точность дипольного описания значительно увеличивается (4). При этом эквивалентный генератор представляет собой перемещающийся диполь, компоненты которого выражаются 3 кривыми, соответствующими кривым ОКО. Недипольная информация о сердце сохраняется и содержится в траектории перемещения диполя на протяжении сердечного цикла.

Цель настоящего исследования — сравнение 2 моделей с подвижным и фиксированным диполем и определение того, содержит ли траектория электрического центра сердца, обуславливающая большую точность «подвижной» модели, дополнительную диагностическую информацию. Ответ на этот вопрос можно получить при исследовании больных с очевидными патологическими изменениями сердца, у которых на ЭКГ в ОКО и общепринятых отведениях признаки этих изменений не обнаруживаются. В качестве объекта для такого исследования мы избрали выраженную уравновешенную гипертрофию обоих желудочков сердца.

МЕТОДИКА

Исследование выполнено на 10 здоровых людях и 2 больных, страдавших комбинированными ревматическими пороками сердца, сопровождавшимися кардиомегалией, связанной с резко выраженной двусторонней гипертрофией желудочков сердца.

ЭКГ регистрировали в 80 униполярных отведениях, электроды равномерно распределяли по поверхности грудной клетки. На записях со скоростью регистрирующей ленты 200 мм/с измеряли величину ЭКГ в 40 моментов времени на протяжении комплекса QRS с интервалом между измерениями в 5 мс. В результате для каждого из этих моментов получали картину мгновенного распределения потенциала ЭКГ по поверхности тела.

Полученные данные вводили в ЭВМ, при помощи которой вычисляли: 1) параметры векторкардиографических петель, характеризующих модель сердца в виде неподвижного диполя и полностью соответствующих ВКГ в идеально корригированных ортогональных отведениях; 2) траектории точки приложения эквивалентного диполя сердца, характеризующие модель в виде перемещающегося диполя. Раздельно вычисляли траектории, соответствующие по времени комплексу QRS и зубцу Т.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 1 представлены траектории электрического центра сердца 2 из 10 исследованных здоровых людей в проекциях на фронтальную, сагиттальную и трансверсальную плоскости тела. Как правило, зона перемещения электрического центра сердца располагалась в левой передней части грудной клетки исследуемых, отклоняясь на 3—5 см по обе стороны от трансверсальной пло-

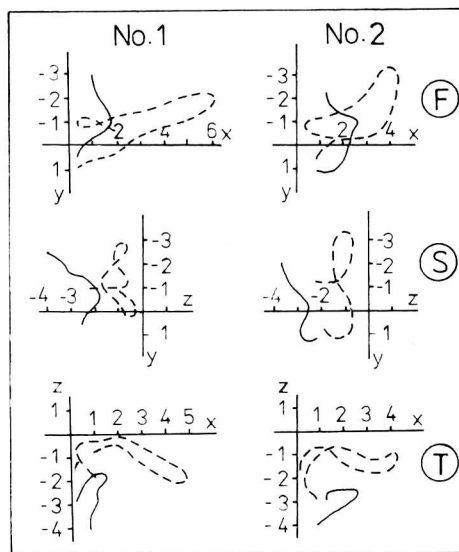


Рис. 1. Проекция траектории электрического центра сердца на фронтальную (F), левую сагиттальную (S) и трансверсальную (T) плоскости тела у двоих здоровых людей.

Штриховая линия — траектория за время QRS, сплошная — за время Т.

скости на уровне пятого межреберья. Общая характеристика кривых не отличалась от описанной ранее (2). Кривые имели форму, близкую к петлеобразной, а перемещение точки центра по этой кривой происходило во всех проекциях преимущественно по часовой стрелке. Кроме того, в фазу QRS форма траектории была несколько сложнее, а ее протяженность несколько больше, чем в фазу T.

На рис. 2 приведены результаты исследования больного с резко выраженной двусторонней гипертрофией желудочков сердца, которая не нашла отражения на ЭКГ в 12 общепринятых отведениях.

Больной Б., 45 лет. Диагноз: ревматизм, митральный стеноз, аортальный порок сердца с преобладанием стеноза, хроническая коронарная недостаточность, недостаточность кровообращения IIб степени, кардиомегалия. При

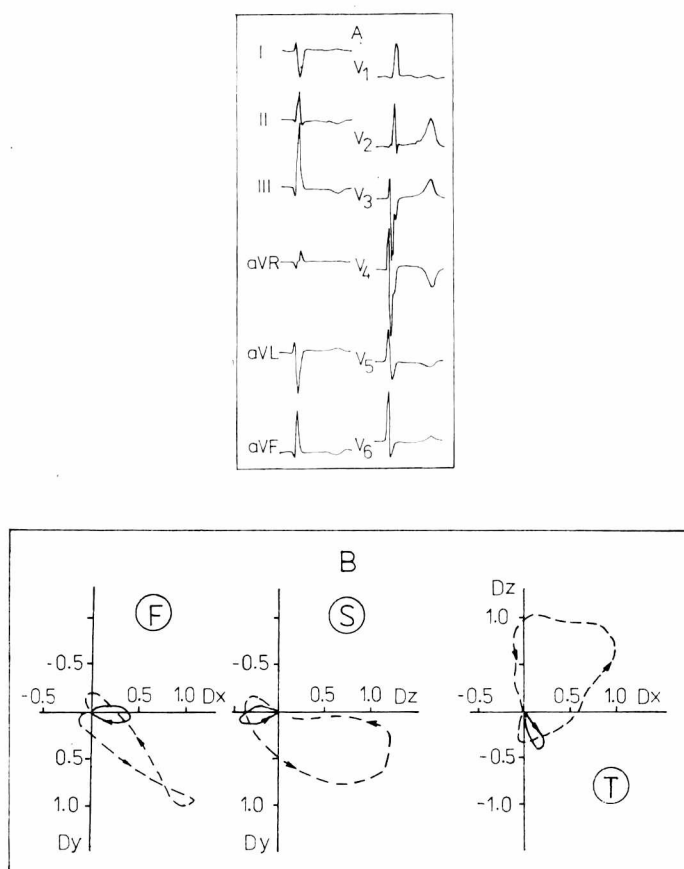


Рис. 2. ЭКГ в общепринятых отведениях (А), корригированная ортогональная ВКГ (В) и траектории электрического центра сердца (С) у больного Б., 45 лет, страдавшего выраженной двусторонней гипертрофией желудочков сердца. Обозначения те же, что и на рис. 1.

рентгеновском исследовании обнаружено значительное увеличение размеров сердца за счет левого предсердия и обоих желудочков. Кардиоторакальный индекс = 0,75, объем сердца — 3985 см³. С целью коррекции порока сердца была выполнена хирургическая операция, однако в послеоперационном периоде при явлениях нарастания сердечно-легочной недостаточности больной скончался.

На секции: сердце массой 700 г; гипертрофия миокарда обоих желудочков: толщина стенки левого желудочка 3 см, правого — 1 см. При гистологическом исследовании — картина гипертрофии волокон миокарда, мелкоочаговый и диффузный миокардиосклероз. При электрокардиографическом исследовании, выполненном перед операцией, обнаружено: в 12 общепринятых отведениях (рис. 2, А) электрическая ось QRS во фронтальной плоскости не отклонена, отмечается мерцание предсердий; вид конечной части желудочковых комплексов свидетельствует об изменениях миокарда. Вид QRS во всех отведениях — в пределах нормы: изменения комплекса, характерные для гипертрофии желудочков не выявляются. Отсутствуют существенные изменения и в векторных петлях QRS, соответствующих корригированным ортогональным отведениям (рис. 2, Б). В противоположность этому траектория элек-

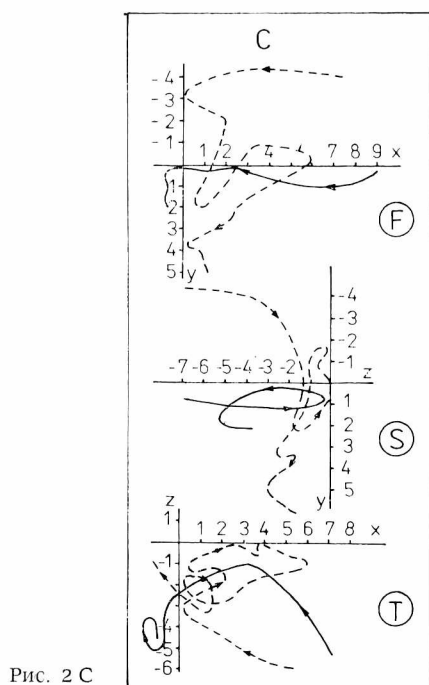


Рис. 2 С

трического центра сердца (см. рис. 2, В) по своим размерам и сложности рисунка сильно отличается от таковой у здоровых людей.

Таким же образом был исследован и больной Л., 31 года. Диагноз: ревматизм, митрально-трикуспидальный порок сердца, недостаточность кровообра-

щения IIб степени, кардиомегалия. Рентгеновское исследование грудной клетки показало резкое увеличение сердца за счет обоих предсердий и обоих желудочков (кардиоторакальный индекс 0,75; объем сердца — 4120 см³). Была выполнена хирургическая операция — протезирование митрального клапана и коррекция трикуспидального клапана в условиях общего искусственного кровообращения. Через несколько дней после операции больной умер при нарастании сердечно-легочной и печеночно-почечной недостаточности.

На секции: масса сердца 500 г, сердце резко увеличено за счет гипертрофии и миогенной дилатации преимущественно правого желудочка. Толщина стенки правого желудочка 1,2 см, левого — 1,4 см. При электрокардиографическом исследовании перед хирургической операцией (рис. 3, А) обнаружено, что электрическая ось QRS во фронтальной плоскости отклонена вправо, амплитуда R в V₁ и V₂ отведениях сильно увеличена, а амплитуда R в V₆ существенно больше, чем в V₅. На ЭКГ определяются признаки гипертрофии обоих желудочков сердца. Электрический центр сердца движется по траектории (рис. 3, Б), имеющей большие размеры, протяженность и весьма сложный рисунок.

Таким образом, у обоих больных с выраженной двусторонней гипертрофией желудочков участки траектории электрического центра, соответствующие времени QRS и времени Т, отличались от траекторий здоровых людей сложностью рисунка и значительно большей величиной.

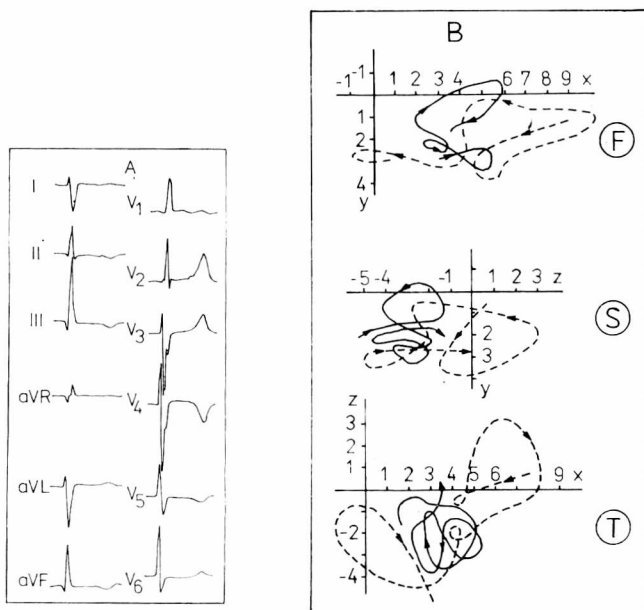


Рис. 3. ЭКГ в общепринятых отведениях (А) и траектории электрического центра сердца (В) у больного Л., 31 года, страдавшего кардиомегалией и двусторонней гипертрофией желудочков сердца. Обозначения те же, что и на рис. 1.

Параметры траекторий 10 здоровых людей и 2 больных с КГЖ приведены в виде диаграмм на рис. 4. Они представляют собой расстояния между наиболее отдаленными точками траектории за время QRS (рис. 4, А), протяженность траектории за время QRS (рис. 4, Б) и ее протяженность за время Т (рис. 4, В). Два последних параметра характеризуют сложность рисунка траектории. На рисунке отчетливо видно, что во всех 3 проекциях параметры траекторий больных по своей величине существенно превышают одноименные параметры у всех исследованных нами здоровых.

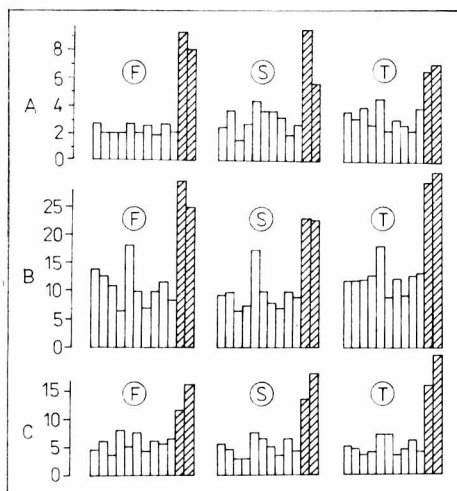


Рис. 4. Параметры траектории электрического центра сердца у 10 здоровых и 2 больных с двусторонней гипертрофией желудочков сердца.

А — расстояние (в см) между наиболее отдаленными точками траектории за время QRS в проекциях на фронтальную (F), сагитальную (S) и трансверсальную (T) плоскости тела; Б — протяженность траектории (см) за время QRS в тех же проекциях; В — протяженность траектории за время Т.

Светлые столбцы отражают исследования здоровых, заштрихованные — больных.

Так как электрический центр сердца в каждый момент времени занимает положение «центра тяжести» электрических сил сердца, его траектория отражает перемещения волны возбуждения. Это дает основание полагать, что у больных увеличение расстояния между наиболее отдаленными точками траектории связано с увеличением размеров сердца, а сложность ее рисунка является результатом патологических изменений сердца и возникновения многих дополнительных фронтов волны возбуждения.

Представленные материалы показывают, что новый метод анализа электрокардиосигналов, содержащий информацию и о дипольной и недипольных составляющих электрического поля сердца, позволяет получать дополнительные данные для ЭКГ диагностики и заслуживает внимательного изучения в клинике.

ВЫВОДЫ

1. Траектории перемещения электрического центра сердца содержат диагностическую информацию, которую не могут дать ни общепринятые, ни скорректированные ортогональные отведения.

2. Целесообразно клиническое изучение нового вида ЭКГ исследования, для чего необходима совместная обработка сигналов ЭКГ, получаемых путем подробного картирования потенциалов сердца на поверхности грудной клетки.

S U M M A R Y: A new method of ECG diagnosis, based on a mathematical model of electrical cardiac generator as a mobile dipole, was clinically verified in 10 healthy subjects and 2 patients with combined cardiopathy and pronounced bilateral ventricular hypertrophy. Electrocardiograms were recorded in 80 unipolar leads from the body surface and recordings were processed by a computer. The output information were the pathways of the electrical heart centre (dipole) during the cardiac cycle. The trajectories in patients with combined ventricular hypertrophy markedly differed from trajectories in healthy subjects, even in the absence of ECG changes in standard leads. The new method of ECG diagnosis offers information which cannot be obtained when using conventional or corrected orthogonal leads.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Валужене Н. Н.:** Сравнительная оценка общепринятых и скорректированных ортогональных отведений (SVEC-III) при диагностике ишемической болезни сердца. Автореф. канд. дисс., Каунас 1975.
2. **Кнеппо П., Титомир Л. И.:** Интегральные характеристики электрического генератора сердца человека. Биофизика 22: 686, 1977.
3. **Титомир Л. И.:** Электрический генератор сердца. Наука, Москва 1980.
4. **Цукерман Б. М., Довгопол Е. М.:** Подвижный эквивалентный генератор сердца (перемещающийся диполь). Cor Vasa, Ed. ross. 23: 151, 1981.
5. **Цукерман Б. М., Торопчина И. А.:** Исследование мультипольного эквивалентного генератора сердца. Кардиология (Москва) 17 (7): 65, 1977.
6. **Янушкевичус З. И., Витенштейнас Т. Л., Валужене Н.:** Диагностическая ценность общепринятых, ортогональных и отведений по Небу в диагностике инфаркта миокарда. Здравоохранение № 6: 8, 1972.
7. **Brody P. A.:** The inverse determination of simple generator configurations from equivalent dipole and multipole information. IEEE Trans. biomed. Engn. BME-15: 106, 1968.
8. **Geselowitz D. B.:** Multipole representation for an equivalent cardiac generator. Proc. IER 48: 75, 1960.
9. **Geselowitz D. B.:** Two theorems concerning the quadrupole applicable to electrocardiography. IEEE Trans. biomed. Engn. BME-12: 164, 1965.
10. **Nahum L. A., Mauro A., Chernoff H., Sakand R. S.:** Instantaneous equipotential distribution on the surface of the human body for various instants in the cardiac cycle. J. appl. Physiol. 8: 454, 1951.
11. **Plonsey R.:** Limitations on the equivalent cardiac generator. Biophys. J. 6: 163, 1966.
12. **Taccardi B., Marchetti G.:** Distribution of heart potentials on the body surface and in artificial conducting media. In: Electrophysiology of the heart. Ed. by B. Taccardi, G. Marchetti. Pergamon Press, Oxford 1965, 257.